

(19)



Eur päls hes Patentamt  
European Pat nt Office  
Office européen d s brevets



(11) Veröffentlichungsnummer: **0 499 939 A1**

(12)

## EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(21) Anmeldenummer: 92102207.5

(51) Int. Cl.<sup>5</sup>: **H04R 25/02**

(22) Anmeldetag: 10.02.92

(30) Priorität: 13.02.91 DE 4104359

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:  
26.08.92 Patentblatt 92/35

(84) Benannte Vertragsstaaten:  
CH DE DK FR GB IT LI NL

(71) Anmelder: **IMPLEX GmbH**  
**Robert-Bosch-Strasse 6**  
**W-7449 Neckartenzlingen(DE)**

(72) Erfinder: **Baumann, Joachim, Ing.**

**Hess Strasse 39**  
**W-8000 München 40(DE)**  
Erfinder: **Leysieffer, Hans, Dr.-Ing.**  
**Enzianring 13**  
**W-8028 Taufkirchen(DE)**  
Erfinder: **Hortmann, Günter, Ing.**  
**Robert-Bosch-Strasse 6**  
**W-7449 Neckartenzlingen(DE)**

(74) Vertreter: **Schwan, Gerhard, Dipl.-Ing.**  
**Elfenstrasse 32**  
**W-8000 München 83(DE)**

(54) **Ladesystem für implantierbare Hörhilfen und Tinnitus-Maskierer.**

(57) Ladesystem für implantierbare Hörhilfen und Tinnitus-Maskierer mit einer mehrfach wiederaufladbaren Gleichspannungsquelle (25). Das Ladesystem weist einen implantierbaren Empfangsresonanzkreis (15, 16) als elektrische Energiequelle für die zu

ladende Gleichspannungsquelle (25) und einen außerhalb des Körpers befindlichen Senderresonanzkreis (17, 18) auf, der mit dem Empfangsresonanzkreis zur Energieübertragung vom Körperäußeren ins Körperinnere induktiv koppelbar ist.

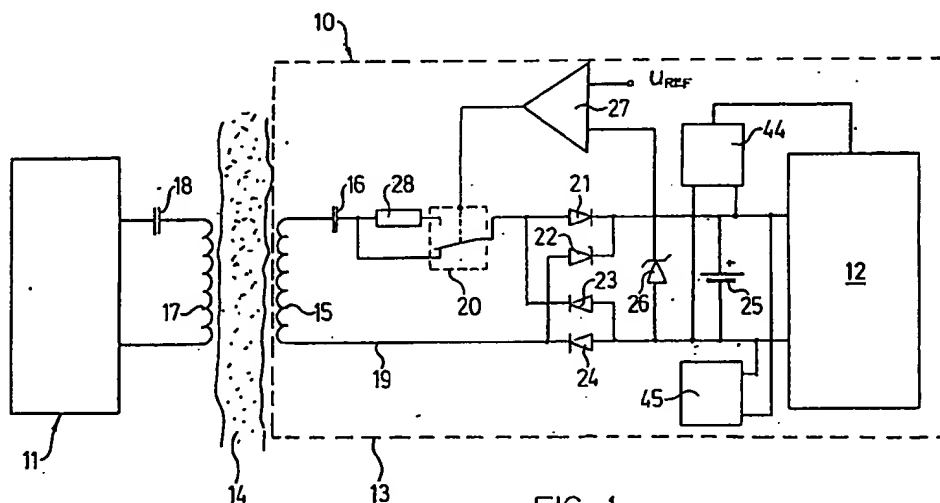


FIG. 1

EP 0 499 939 A1

Die Erfindung betrifft ein Ladesystem für implantierbare Hörhilfen und Tinnitus-Maskierer mit einer mehrfach wieder aufladbaren Gleichspannungsquelle.

Es sind beispielsweise aus der DE-OS 19 40 803 oder der US-PS 4 134 408 Ladesysteme für die Batterien von Herzschrittmachern bekannt. Das in diesen Systemen zur induktiven Energieübertragung genutzte Verfahren beruht auf zwei gekoppelten Spulen, ähnlich einem Übertrager, wobei die eine Spule implantiert ist und die andere Spule extern in die Nähe der implantierten Spule gebracht werden kann. Die implantierte Spule speist direkt und somit breitbandig eine Gleichrichterschaltung. Diese Art der Energieübertragung erlaubt wegen der schlechten Spulenkopplung nur relativ geringe Ladeströme für die Batterie. Diese waren für die Batterien von Herzschrittmachern ausreichend, da für den Betrieb eines Herzschrittmachers nur wenig Energie vonnöten ist und man daher mit geringen Batteriekapazitäten auskommt. Im Gegensatz dazu hat der Betrieb einer Hörhilfe oder eines Tinnitus-Maskierers einen deutlich höheren Energiebedarf, da diese Geräte permanent aktiv sind.

Ein implantierbares Hörgerät mit mehrfach wieder aufladbarer Gleichspannungsquelle ist aus der DE 39 18 086 C1 bekannt. Das Ladesystem für die Gleichspannungsquelle ist dort aber nicht erläutert.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Ladesystem für die Batterien von implantierten Hörhilfen zu schaffen, das die notwendigen Ladeströme zuverlässig zur Verfügung stellt.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß mit einem Ladesystem der eingangs genannten Art gelöst, das einen implantierbaren Teil mit einem Empfangsresonanzkreis als elektrische Energiequelle für die zu ladende Gleichspannungsquelle und einen außerhalb des Körpers befindlichen Teil mit einem Senderresonanzkreis aufweist, der mit dem Empfangsresonanzkreis zur Energieübertragung vom Körperäußeren ins Körperinnere induktiv koppelbar ist.

Durch die Resonanzkopplung der Spulen des Senderresonanzkreises und des Empfangsresonanzkreises ist eine im Vergleich zu einer Breitbandkopplung wesentlich verbesserte Energieübertragung möglich, so daß die notwendigen Ladeströme für die Batteriekapazitäten einer Hörhilfe bzw. eines Tinnitus-Maskierers zur Verfügung stehen. Der externe Teil des Ladesystems kann ortsfest und netzgebunden oder aber bevorzugt als kleines, portables Gerät mit nachladbaren Batterien ausgeführt sein.

Ein Sendespule des Senderresonanzkreises kann dabei zur Energieübertragung durch die geschlossene Haut (transkutan) vom Körperäußeren ins Körperinnere durch unmittelbares Aufsetzen auf

die Körperoberfläche mit einer Empfangsspule des implantierbaren Empfangsresonanzkreises, zweckmäßig konzentrisch, in Deckung bringbar sein. Diese Ausführungsform ist dann zu bevorzugen, wenn der außerhalb des Körpers befindliche (externe) Teil des Ladesystems als kleines, portables und daher ortsungebundenes Gerät ausgeführt wird und die Sendeleistung minimiert werden muß. Eine Anordnung der Sendespule ohne direkten Kontakt zur Körperoberfläche in gewisser Entfernung zur Körperoberfläche ist dann vorzuziehen, wenn der externe Teil des Ladesystems ortsfest und netzgebunden ausgeführt wird und daher größere Sendeleistungen zur Verfügung stehen, die eine berührungslose Nachladung der implantierten Gleichspannungsquelle z.B. während des Schlafes ermöglichen. Vorteilhafterweise ist im implantierbaren Teil des Ladesystems eine Telemetrieschaltung zur Gewinnung von Information über die relative Position der Sendespule zur Empfangsspule und/oder über den Ladezustand der Gleichspannungsquelle vorgesehen. Nach einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung kann die Empfangsspule einen über die Spule überstehenden Ferritkern aufweisen, dessen überstehendes Ende zur induktiven und mechanischen Kopplung mit der Sendespule durch die Haut nach außen hindurchführbar ist. Es besteht also die Wahl zwischen einem nach außen überhaupt nicht in Erscheinung tretenden implantierbaren Energieversorgungsteil und einem in der Energieübertragung noch leistungsfähigeren Ladesystem mit nach außen tretendem Ferritkern als Kopplungselement zwischen Send- und Empfangsspule. Der implantierbare Teil des Ladesystems ist vorteilhafterweise mit einer elektronischen Schaltung ausgestattet, die den Lade- bzw. Entladevorgang der Gleichspannungsquelle steuert bzw. überwacht.

Der Empfangsresonanzkreis, eine Ladeelektronik sowie die Gleichspannungsquelle können zusammen mit der Hörhilfe oder dem Tinnitus-Maskierer in einem gemeinsamen Gehäuse untergebracht sein. Da die derzeit für Hörhilfen insbesondere in Frage kommenden Nickel-Cadmium-Akkumulatoren in Knopfzellenbauweise jedoch nur eine durchschnittliche Lebensdauer von fünf Jahren aufweisen, kann die Gleichspannungsquelle stattdessen auch in einem separaten Gehäuse untergebracht und mit der Hörhilfe bzw. dem Tinnitus-Maskierer lösbar galvanisch verbunden sein. Dadurch kann beim Batteriewechsel ein Austausch des gesamten Systems vermieden werden.

Der implantierbare Teil des Ladesystems kann zur Implantation im Kopfbereich des Patienten, vorzugsweise im Mastoid, ausgelegt sein.

Vorteilhaft ist auch die Anordnung einer Warn- einrichtung im implantierbaren Teil des Ladesystems, die Warnsignale in den Signalpfad der Hör-

hilfe oder des Tinnitus-Maskierers inspeist, sobald der Ladezustand der Gleichspannungsquelle ihren Minimalpegel erreicht hat. Der Träger der Hörhilfe wird dadurch mittels akustischer Signale darauf aufmerksam gemacht, daß er die Gleichspannungsquelle seines Gerätes nachladen muß.

Bevorzugte Ausführungsbeispiele der Erfindung sind nachstehend unter Bezugnahme auf die Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

- Fig. 1 einen Schaltplan eines Ladesystems mit transkutaner Energieübertragung,
- Fig. 2 einen schematischen Schnitt durch ein Ladesystem zur transkutanen Energieübertragung,
- Fig. 3 einen schematischen Schnitt durch eine Empfangs- und Sendespule zur perkutanen Energieübertragung,
- Fig. 4 eine schematische Darstellung einer berührungslosen, induktiven Kopplung zwischen externer Sendespule in Nähe der Körperoberfläche und interner, implantierter Energie-Empfangseinrichtung.

Das in Fig. 1 dargestellte Ladesystem besteht aus einem implantierten Empfangsteil 10 und einem externen Sendeteil 11. Der Empfangsteil 10 ist gemeinsam mit einer Hörhilfe 12 in einem Gehäuse 13 untergebracht, das unter der Haut 14 im Körper angeordnet ist. Der Empfangsteil 10 weist eine Empfangsspule 15 auf, die zusammen mit einem Kondensator 16 einen Serienresonanzkreis bildet, der durch einen im Sendeteil 11 des Ladesystems befindlichen zweiten Serienresonanzkreis, bestehend aus einer Sendespule 17 und einem Kondensator 18 mit gleicher Resonanzlage, angeregt wird. Die Empfangsspule 15 und der Kondensator 16 sind Teile eines Wechselstrom-Ladekreises 19, der sich, wie in Fig. 1 dargestellt, über einen Schalter 20 und je nach Phase über Dioden 21, 24 bzw. 22, 23 und eine Gleichspannungsquelle 25 schließt. Eine Zenerdiode 26 schützt die Gleichspannungsquelle 25 und die nachfolgende Schaltung der Hörhilfe 12 vor zu hoher Spannung des Ladekreises 19. Die Höhe des in der Empfangsspule 15 induzierten Stromes ist von der Größe der im Ladekreis 19 liegenden ohmschen Widerstände, wie dem Wicklungswiderstand der Empfangsspule 15, den differentiellen Widerständen der Dioden 21 bis 24 und dem Innenwiderstand der Gleichspannungsquelle 25, abhängig. Da der Innenwiderstand der Gleichspannungsquelle 25 im Vergleich zu den anderen Widerständen vernachlässigbar klein ist, erfolgt eine Strominprägung auf die Gleichspannungsquelle 25. Die Spannung der Gleichspannungsquelle 25 wird während des Ladens über einen Komparator 27 überwacht. Bei Erreichen eines festeingestellten Spannungswertes wird mittels des Schalters 20 ein zusätzlicher Widerstand 28 in

den Ladekreis 19 eingeschleift, der den Ladestrom begrenzt.

Bei der in Fig. 1 veranschaulichten Ausführungsform ist ferner eine Warneinrichtung 44 vorgesehen, die in den Signalpfad der Hörhilfe 12 Warnsignale einspeist, sobald der Ladezustand der Gleichspannungsquelle 25 einen vorgegebenen Minimalpegel unterschreitet. Zusätzlich oder stattdessen kann eine Telemetrieschaltung 45 vorgesehen sein, die Informationen über den Ladezustand der Gleichspannungsquelle 25 nach außen gibt.

Das Schnittbild nach Fig. 2 zeigt ebenfalls ein Ladesystem zur transkutanen Energieübertragung. Im Gegensatz zu Fig. 1 ist hier jedoch der Empfangsteil 10 des Ladesystems nicht in einem gemeinsamen Gehäuse mit der Hörhilfe, sondern in einem separaten Gehäuse 36 untergebracht. Das im Mastoid 29 implantierte Gehäuse 36 enthält die Empfangsspule 15, eine Ladeelektronik 30, welche beispielsweise die Komponenten 20 bis 24 und 26 bis 28 der Fig. 1 einschließt, sowie die Gleichspannungsquelle 25. Letztere ist über ein Verbindungskabel 31 mit der in Fig. 2 nicht dargestellten Hörhilfe verbunden. Dadurch können die Hörhilfe im Ohr selbst und die implantierbare Energieversorgungseinheit der Hörhilfe an einer besser zugänglichen Stelle, beispielsweise in einer Ausnehmung des Mastoids hinter dem Ohr, angeordnet werden. Zum Laden der Gleichspannungsquelle 25 wird außerhalb der Haut 14 die Sendespule 17 mit der Empfangsspule konzentrisch in Deckung gebracht. Zur Kontrolle der relativen Lage der als Primärspule wirkenden Sendespule 17 zu der die Sekundärspule bildenden Empfangsspule 15 kann der Ladeelektronik 30 eine Telemetrieschaltung 38 zugeordnet sein, die ein für die gegenseitige Ausrichtung der Spulen 15, 17 kennzeichnendes Signal nach außen liefert.

Fig. 3 zeigt eine der Fig. 2 entsprechende Schnittdarstellung für die perkutane Energieübertragung. Die Empfangsspule 15 ist unter der Haut 14 im Mastoid 29 implantiert. Die Spule 15 weist einen Ferritkern 32 auf, dessen über die Spule 15 überstehendes Ende durch die Haut 14 hindurch nach außen geführt ist, wobei die Empfangsspule 15 und der Ferritkern 32 von biokompatiblen Material 33 vollständig umschlossen sind. Zum Laden der Gleichspannungsquelle einer Hörhilfe, die über Zuleitungen 35 mit der Empfangsspule 15 verbunden ist, wird von außen über das äußere Ende 34 des Ferritkerns 32 die Sendespule 17 geschoben. Der Ferritkern 32 dient damit sowohl der mechanischen Fixierung der Sendespule 17 als auch der magnetischen Kopplung der beiden Spulen 15 und 17. Eine solche perkutane Energieübertragung ist wirkungsvoller als die transkutane Übertragung. Das über die Haut vorstehende Ferritkernende 34 kann klein und unauffällig ausgebildet und an einer

steckter Stelle, insbesondere hinter der Ohrmuschel, angeordnet sein.

In Fig. 4 ist eine weitere Ausführungsform einer transkutanen Ladestrecke dargestellt. Im Gegensatz zu Fig. 2 liegt die Sendespule 17 des externen Teils des Ladesystems nicht unmittelbar auf der Körperoberfläche (Haut 14) auf, sondern befindet sich in einem gewissen Abstand zu dem Teil der Körperoberfläche, unter der der energieempfangende Teil des Ladesystems (Energieempfangsspule 15, Ladeelektronik 30 und Gleichspannungsquelle 25) implantiert ist. Diese Ausführungsform kommt dann in Betracht, wenn der externe Teil des Ladesystems ortsfest und damit netzgebunden betrieben werden kann und so größere Sendeleistungen zur Verfügung stehen, die eine induktive Energieübertragung über größere Distanzen gestatten. Bei Einbettung der Sendespule in eine entsprechend ausgestaltete Ummantelung kann so zum Beispiel ein Ladesystem realisiert werden, das eine berührungslose Nachladung der implantierten Gleichspannungsquelle während des Schlafes ermöglicht. Eine konzentrische Deckung zwischen Sende- und Empfangsspule, wie sie in Fig. 2 dargestellt ist, ist bei zweckentsprechender Geometrie der Sendespule 17 (z.B. ellipsoide Schleifenform mit deutlich größeren geometrischen Abmessungen als die Empfangsspule 15) dann nicht notwendig, solange sich die Empfangsspule 15 im Hauptfeld der magnetischen Induktion befindet.

Bei dem in dem in dem Gehäuse 13 bzw. 37 untergebrachten Gerät 12 kann es sich statt um eine Hörhilfe auch um einen Tinnitus-Maskierer handeln. Während vorstehend Serienresonanzkreise vorgesehen sind, kann grundsätzlich auch mit Parallelresonanzkreisen gearbeitet werden.

#### Patentansprüche

1. Ladesystem für implantierbare Hörhilfen und Tinnitus-Maskierer mit einer mehrfach wieder-aufladbaren Gleichspannungsquelle (25), **gekennzeichnet durch** einen implantierbaren Teil (10) mit einem Empfangsresonanzkreis (15, 16) als elektrische Energiequelle für die zu ladende Gleichspannungsquelle (25), und durch einen außerhalb des Körpers befindlichen Teil (11) mit einem Senderesonanzkreis (17, 18), der mit dem Empfangsresonanzkreis zur Energieübertragung vom Körperäußeren ins Körperinnere induktiv koppelbar ist.
2. Ladesystem nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß eine Sendespule (17) des Senderesonanzkreises (17, 18) zur Energieübertragung durch die geschlossene Haut (transkutan) vom Körperäußeren ins Körperinnere durch unmittelbares Aufsetzen auf die Körperoberfläche mit einer Empfangsspule (15) des implantierbaren Empfangsresonanzkreises (15, 16) in Deckung bringbar ist.

3. Ladesystem nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß eine Sendespule (17) des Senderesonanzkreises (17, 18) zur Energieübertragung durch die geschlossene Haut (transkutan) vom Körperäußeren ins Körperinnere ohne direkten Kontakt zur Körperoberfläche in Nähe einer Empfangsspule (15) des implantierbaren Empfangsresonanzkreises (15, 16) anordenbar ist.
4. Ladesystem nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß eine Empfangsspule (15) des Empfangsresonanzkreises (15, 16) einen über die Empfangsspule überstehenden Ferritkern (32) aufweist, dessen überstehendes Ende zur induktiven und mechanischen Kopplung mit einer Sendespule (17) des Senderesonanzkreises (17, 18) durch die Haut nach außen hindurchführbar ist.
5. Ladesystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Ladesystem eine Telemetrieschaltung (38, 45) zur Gewinnung von Information über die relative Position einer Sendespule (17) des Senderesonanzkreises (17, 18) zu einer Empfangsspule (15) des Empfangsresonanzkreises (15, 16) und/oder von Information über den Ladezustand der Gleichspannungsquelle (25) aufweist.
6. Ladesystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß in dem implantierbaren Teil (10) des Ladesystems eine Elektronik (20, 27, 28, 44) zur Steuerung und Überwachung des Lade beziehungsweise Entladevorgangs der Gleichspannungsquelle enthalten ist.
7. Ladesystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Empfangsresonanzkreis (15, 16), eine Ladeelektronik (30) sowie die Gleichspannungsquelle (25) zusammen mit der Hörhilfe (12) beziehungsweise dem Tinnitus-Maskierer in einem gemeinsamen Gehäuse (13) untergebracht sind.
8. Ladesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Gleichspannungsquelle, gegebenenfalls in Kombination mit dem Empfangsresonanzkreis (15, 16) und der Ladeelektronik (30), in einem separaten Gehäuse (36) untergebracht ist und mit dem

Hörhilfe (12) beziehungsweise dem Tinnitus-Maskierer lösbar galvanisch verbunden ist.

9. Ladesystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der implantierbare Teil (10) des Ladesystems zur Implantation im Kopfbereich, vorzugsweise im Mastoid, ausgelegt ist. 5
10. Ladesystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der implantierbare Teil (10) des Ladesystems eine Warneinrichtung (44) aufweist, die Warnsignale in den Signalpfad der Hörhilfe (12) beziehungsweise des Tinnitus-Maskierers einspeist, sobald der Ladezustand der Gleichspannungsquelle (25) einen Minimalpegel unterschreitet. 10 15

20

25

30

35

40

45

50

55

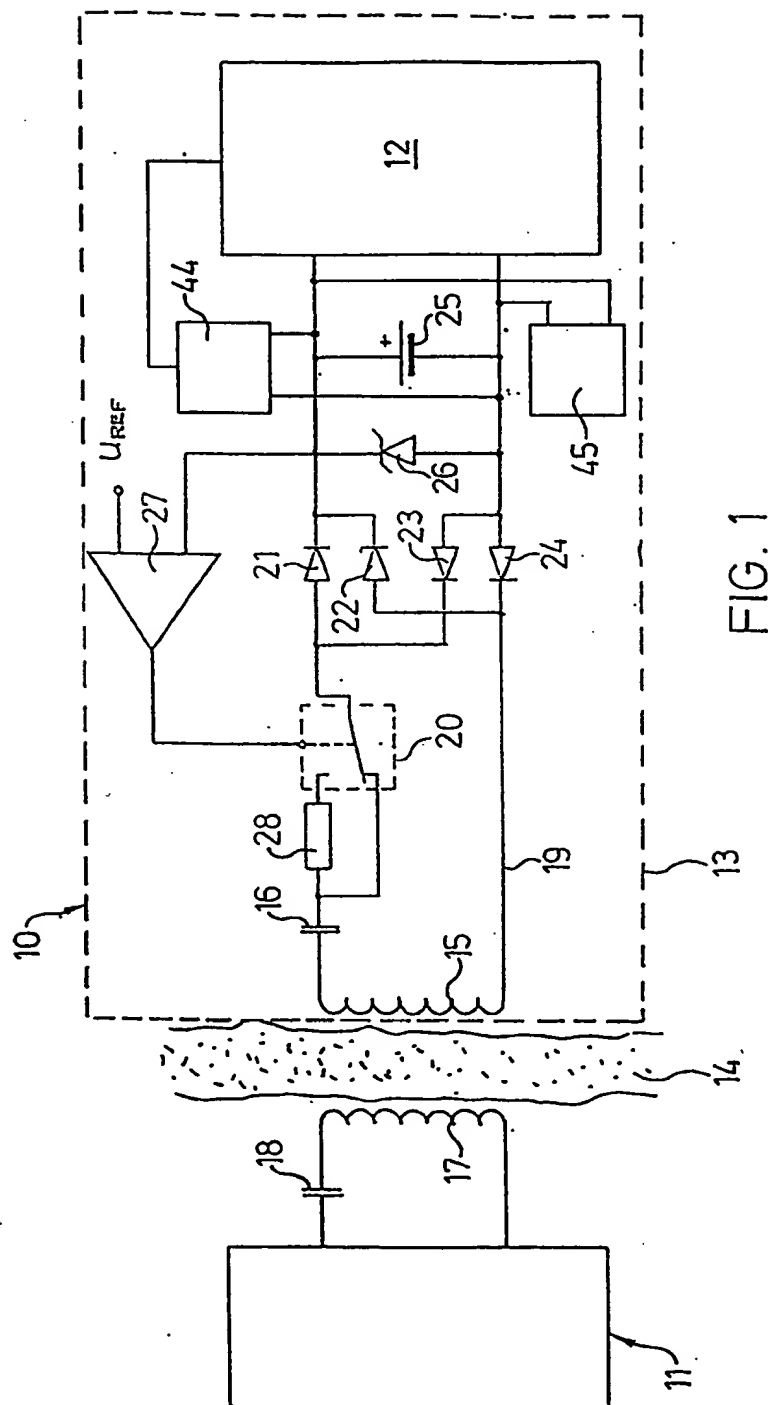


FIG. 1

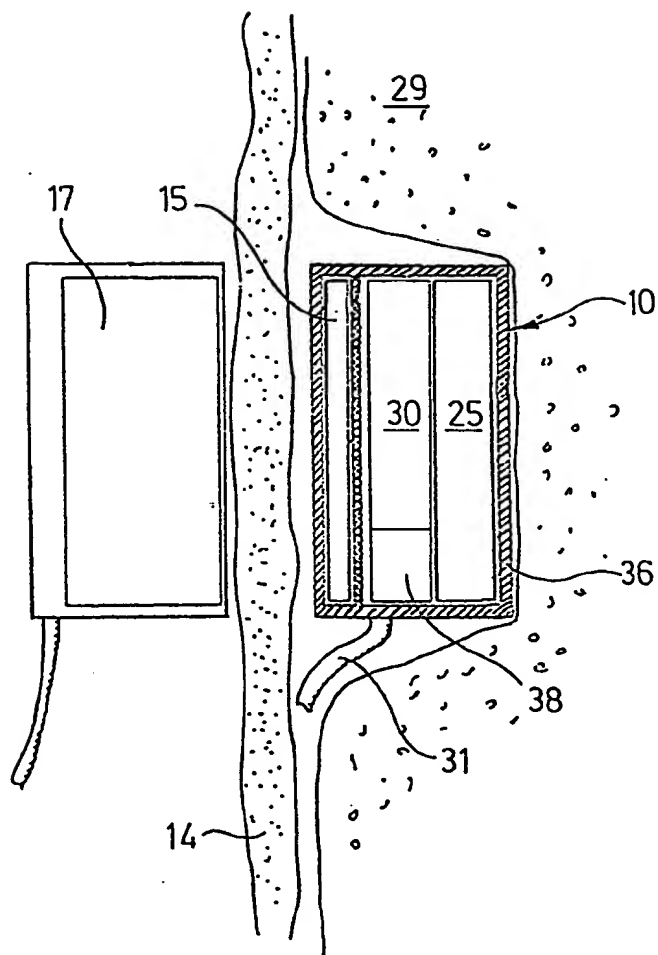


FIG. 2

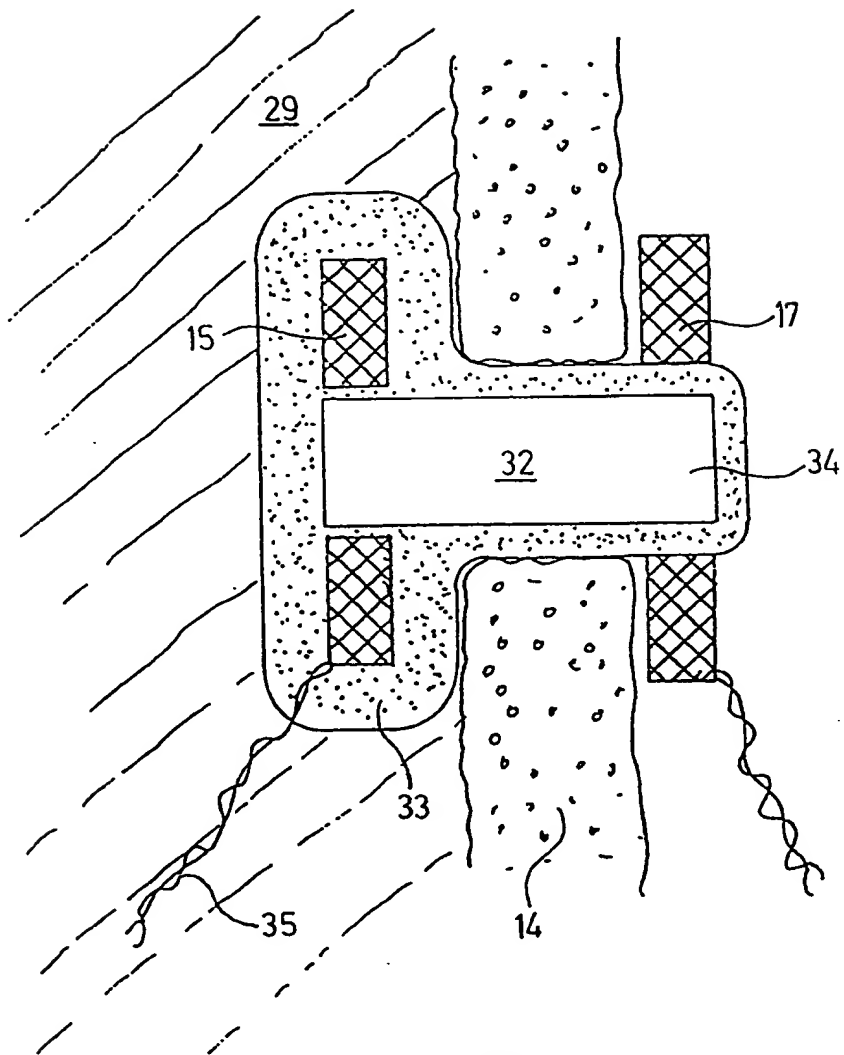


FIG. 3



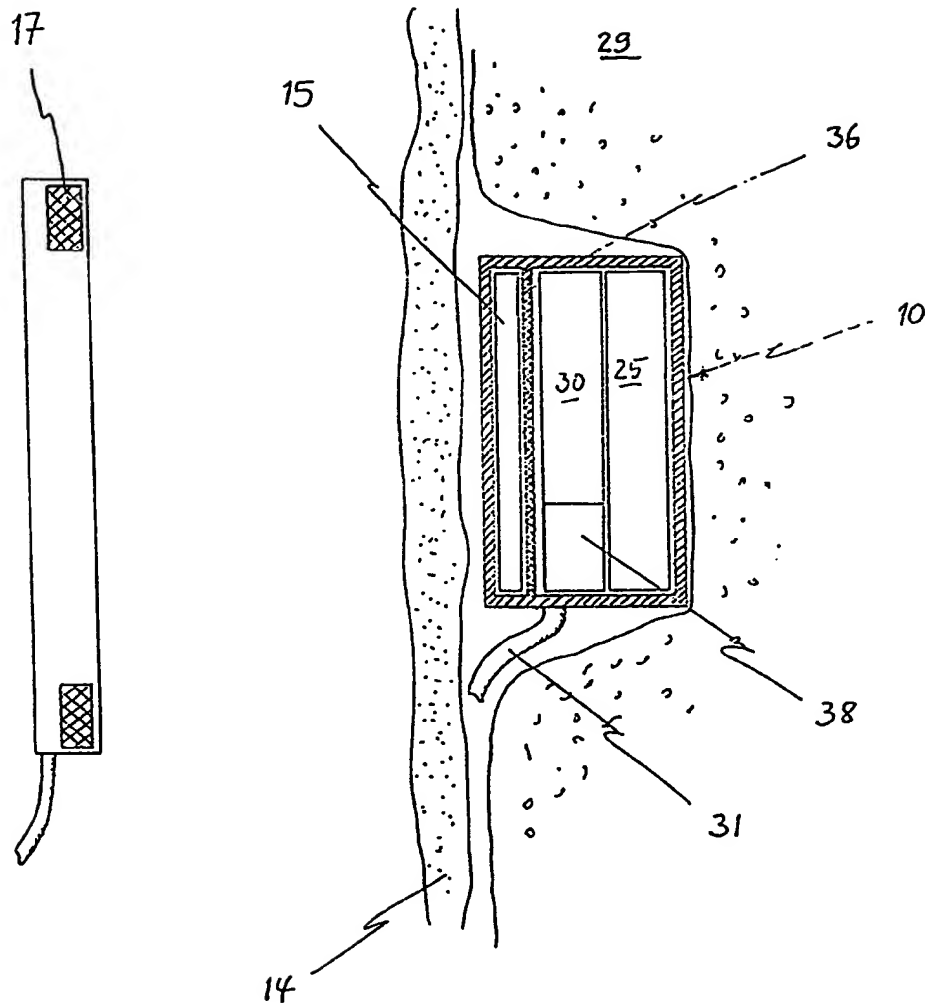


Fig. 4



Europäisches  
Patentamt

# EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			EP 92102207.5
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int. Cl. 9)
A	<u>CH - A - 670 349</u> (PHONAK) * Gesamt * --	1	H 04 R 25/02
A	<u>DE - A - 3 840 393</u> (VIENNATONE) * Zusammenfassung; Spalte 1, Zeile 1 - Spalte 2, Zeile 66; Anspruch 1 * --	1	
A	<u>EP - A - 0 242 038</u> (RICHARDS MEDICAL COMPANY) * Zusammenfassung; Seite 1, Zeile 5 - Seite 5, Zeile 13; Fig. 1; Anspruch 1 * ----	1	
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt.			
Recherchenort WIEN		Abschlußdatum der Recherche 11-06-1992	Prüfer GRÖSSING
<div><div><b>KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTEN</b> X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : nichtschriftliche Offenbarung P : Zwischenliteratur T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze</div><div>E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus andern Gründen angeführtes Dokument  &amp; : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument</div></div>			